



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 100 10 302 A 1**

⑤ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**A 61 F 2/66**

⑳ Aktenzeichen: 100 10 302.2  
㉔ Anmeldetag: 6. 3. 2000  
㉕ Offenlegungstag: 20. 9. 2001

DE 100 10 302 A 1

㉑ Anmelder:  
Horacek, Gregor, 56235 Ransbach-Baumbach, DE  
  
㉒ Vertreter:  
Quermann, H., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65195  
Wiesbaden

㉓ Erfinder:  
gleich Anmelder

㉖ Entgegenhaltungen:

DE-PS	3 03 735
FR	4 86 030
GB	6 28 958
US	59 13 902 A
EP	09 40 129 A1

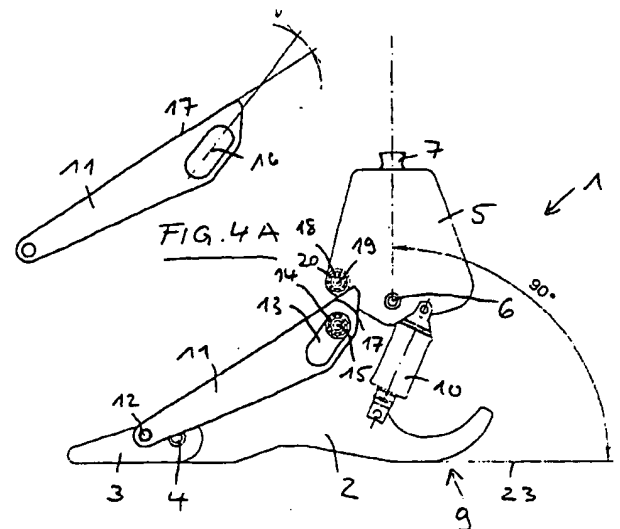
Näder, M. (Hrsg.): Otto Bock  
Prothesenkompodium.  
Prothesen für die untere Extremität. 1987, Berlin:  
Schiele & Schön. S.32-36 und 72-76.  
ISBN 3-7949-0461-3;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉗ Prothesenfuß

㉘ Die Erfindung betrifft einen Prothesenfuß (1) mit einem Hauptfußteil (2), einem gelenkig mit diesem verbundenen Zehenfußteil (3) und einem mit dem Hauptfußteil verbundenen Unterschenkeladapter (5). Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, daß der Unterschenkeladapter gelenkig mit dem Hauptfußteil verbunden ist, sowie eine Schubstange (11) gelenkig mit dem Zehenfußteil verbunden und relativ verschieblich zum Hauptfußteil in diesem gelagert ist, wobei die Schubstange über eine Lagerfläche (17) oder einen Zwischenhebel auf ein Gegenlager (18) des Unterschenkeladapters einwirkt. Ein derartiger Prothesenfuß ermöglicht es, unter Ausnutzung der Bodenreaktionskräfte im Verlauf der hinteren Stützphase eine Plantarflexion zu erzeugen und damit ein Absacken des entsprechenden Knie- und Hüftgelenks zu verhindern und dieses auf optimalen Niveau zu halten.



DE 100 10 302 A 1

BEST AVAILABLE COPY

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Prothesenfuß mit einem Hauptfußteil, einem schwenkbar mit diesem verbundenen Zehenfußteil und einem mit dem Hauptfußteil verbundenen Unterschenkeladapter. Ein derartiger Prothesenfuß ist aus der Praxis bekannt.

Bei der Entwicklung von Prothesenfüßen wurde bisher vor allem das Augenmerk darauf gerichtet, die Konstruktion so auszugestalten, daß die Bodenreaktionskräfte, die Drehmomente im Sprunggelenk und die Kniewinkelgeschwindigkeiten beim Gehen denen des Fußes eines Gesunden möglichst nahekommen und möglichst viel Energie zu speichern.

Ein wichtiger Aspekt aus energetischer und Gangbildsicht ist aber auch der Verlauf der Bewegungslinie des Hüftgelenkes während des Gehens. Beim Gesunden verläuft diese auf annähernd gleichem Niveau mit nur geringen Ausschlägen.

Alle bisher bekannten Konstruktionen von Prothesenfüßen haben den Nachteil, daß das Hüftgelenk im Verlauf der hinteren Stützphase (Vor-Schwungphase) absackt, was einen Verlust von potentieller Energie bedeutet, die wieder ausgeglichen werden muß. Zwar haben einige Prothesenfüße (z. B. "Greissinger plus"-Fuß oder "Multiax-Fuß" beide von Otto Bock) "passive" Knöchelgelenke, die unter anderem eine Plantarflexion zulassen; diese kann aber lediglich in der vorderen Stützphase zur Erreichung eines harmonischeren Abrollens des Fußes genutzt werden, bzw. zum Ausgleich von Unebenheiten. Eine Plantarflexion in der hinteren Stützphase zur Aufrichtung des Unterschenkels und damit Anhebung von Knie- und Hüftgelenk kann mit diesen Konstruktionen nicht erreicht werden, da ihnen eine "aktive" Komponente fehlt, die dies gegen die Wirkung der Gewichtskraft bewerkstelligen könnte.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, einen Prothesenfuß zu schaffen, der unter Ausnutzung der Bodenreaktionskräfte im Verlaufe der hinteren Stützphase eine Plantarflexion erzeugt und damit ein Absacken des entsprechenden Knie- und Hüftgelenkes verhindert und diese auf optimalem Niveau hält.

Gelöst wird die Aufgabe bei einem Prothesenfuß der eingangs genannten Art dadurch, daß der Unterschenkeladapter schwenkbar mit dem Hauptfußteil verbunden ist, sowie eine Schubstange schwenkbar mit dem Zehenfußteil verbunden und relativ verschieblich zum Hauptfußteil in diesem gelagert ist, wobei die Schubstange über eine Lagerfläche oder einen Zwischenhebel auf ein Gegenlager des Unterschenkeladapters einwirkt.

Erfindungsgemäß sind somit einerseits das Zehenfußteil und das Hauptfußteil und andererseits das Hauptfußteil und der Unterschenkeladapter gelenkig miteinander verbunden; ähnlich einem echten Fuß mit Zehen- und Sprunggelenk. Unter einer gelenkigen Verbindung wird dabei nicht nur eine solche zweier separater Teile, die mittels einer mechanischen Achse verbunden sind, verstanden, sondern es ist auch eine federnde Verbindung bzw. Konstruktion denkbar, wie sie bei modernen Prothesen für den aktiven Patienten üblich sind. Gedacht ist beispielsweise an eingearbeitete Faserverbundstoffe oder Karbon-Federn insbesondere im Bereich der Verbindung von Zehenfuß- zu Hauptfußteil.

Die Schubstange ist an einem Ende gelenkig mit dem Zehenfußteil verbunden. Dieser Gelenkpunkt befindet sich in einem Abstand vom Zehengelenk, damit bei der Plantarflexion über das Zehenfußteil Stellkräfte in die Schubstange eingeleitet werden können, die die Korrektur der Position des Unterschenkeladapters relativ zum Hauptfußteil bedingen. Insofern befindet sich der Gelenkpunkt der Schub-

stange in einem Abstand vom Zehengelenk. Die in die Schubstange eingeleiteten Kräfte werden über eine Lagerfläche der Schubstange unmittelbar auf das Gegenlager des Unterschenkeladapters übertragen oder aber es ist ein mit der Schubstange verbundener Zwischenhebel vorgesehen, der auf das Gegenlager des Unterschenkeladapters einwirkt.

Bevorzugt ist die Ausbildung der Schubstange mit der Lagerfläche, die somit direkt auf das Gegenlager des Unterschenkeladapters wirkt. Diese Gestaltung ist baulich besonders einfach, wenig störungsanfällig, es können Kräfte optimal vom Zehenfußteil in den Unterschenkeladapter eingeleitet werden und, was gleichfalls von besonderer Bedeutung ist, es werden die Gewichtskräfte beim Gehen ergonomisch in den Prothesenfuß eingeleitet, so daß es zu keiner übermäßigen Belastung der Schubstange und des Zehenfußteiles und damit zu keiner hohen Rückstellkraft für das Zehenfußteil kommt.

Von besonderer Bedeutung ist bei der Erfindung, daß die Schubstange relativ verschieblich zum Hauptfußteil in diesem gelagert ist. Die Verschiebbewegung der Schubstange überträgt die Bewegung des Zehenfußteiles auf den Unterschenkeladapter. Über den unmittelbaren Kontakt der Schubstange mit dem Gegenlager bzw. die Einwirkung der Schubstange über den Zwischenhebel auf das Gegenlager kommt es in Abhängigkeit von der Schwenkbewegung des Zehenfußteiles zum kontrollierten, zwangsgesteuerten Schwenken des Unterschenkeladapters. Diese Zwangsführung läßt sich präzise vorgeben, beispielsweise durch die Gestaltung der Lagerfläche der Schubstange in Art einer Steuerkurve oder Anpassung des Zwischenhebels.

Vorzugsweise erfolgt die Kraftübertragung vom Zehenfußteil in die Schubstange und von dort in den Unterschenkeladapter im wesentlichen in einer Ebene. Es ist somit sichergestellt, daß keine wesentlichen Seitenmomente in den Prothesenfuß eingeleitet werden. Die einzelnen Bauteile des Prothesenfußes können infolgedessen relativ gering dimensioniert werden.

Um die Reibungsverhältnisse zwischen den zueinander beweglichen Teilen zu optimieren, insbesondere zwischen der Schubstange und dem Hauptfußteil bzw. der Schubstange und dem Unterschenkeladapter, sollten bewegliche Teile als Kugellager, Rollenlager oder Gleitelemente ausgebildet sein. Vorzugsweise weist die Schubstange ein Langloch auf, das ein im Hauptfußteil gelagertes Widerlager durchsetzt.

Um einerseits eine Rückstellung des Fußes während der Schwungphase zu gewährleisten und andererseits die Plantarflexion während der vorderen Stützphase zu optimieren, wird bevorzugt ein Federdämpfer eingesetzt.

Weitere Merkmale der Erfindung sind in der Beschreibung der Figuren und den Figuren selbst dargestellt, wobei bemerkt wird, daß alle Einzelmerkmale und alle Kombinationen von Einzelmerkmalen erfindungswesentlich sind.

In den Figuren ist die Erfindung anhand mehrerer Ausführungsbeispiele dargestellt, ohne hierauf beschränkt zu sein. Die Ausführungsbeispiele zeigen ein im wesentlichen zweidimensionales Funktionsmodell. Es veranschaulicht:

Fig. 1 eine erste Ausführungsform des erfindungsgemäßen Prothesenfußes, in der Standphase.

Fig. 2 den Prothesenfuß gemäß Fig. 1 in der hinteren Stützphase bei zwangsgesteuerter Plantarflexion.

Fig. 3 einen Prothesenfuß gemäß dem Stand der Technik (ohne die erfindungsgemäße Zwangssteuerung).

Fig. 4 den in Fig. 1 gezeigten Prothesenfuß in vergrößerter Darstellung.

Fig. 4a die bei dem Prothesenfuß Verwendung findende Schubstange.

Fig. 5 den in Fig. 2 gezeigten Prothesenfuß in vergrößer-

ter Darstellung.

Fig. 6 die Einzelteile des in der Fig. 4 gezeigten Prothesenfußes.

Fig. 7 eine zweite Ausführungsform des Prothesenfußes, die ähnlich der gemäß der ersten Ausführungsform gestaltet ist, allerdings mit einer anderen Anlenkung und Ausgestaltung der Schubstange, in der Standphase.

Fig. 8 den Prothesenfuß gemäß Fig. 7 in der hinteren Stützphase.

Fig. 9 eine dritte Ausführungsform des Prothesenfußes, bei dem die Schubstange über einen Zwischenhebel auf den Unterschenkeladapter einwirkt, in der Standphase.

Fig. 10 den Prothesenfuß gemäß Fig. 9 in der hinteren Stützphase.

Die erste Ausführungsform des erfindungsgemäßen Prothesenfußes mit zwangsgesteuerter Plantarflexion während der hinteren Stützphase zur Beibehaltung des Hüftgelenknieveaus ist in den Fig. 1, 2, 4, 4a, 5 und 6 veranschaulicht. Bei dem Prothesenfuß 1 sind das Hauptfußteil 2 und das Zehenfußteil 3 im Bereich einer Achse 4 gelenkig miteinander verbunden. Ferner sind das Hauptfußteil 2 und der Unterschenkeladapter 5 im Bereich einer parallel zur Achse 4 verlaufenden Achse 6 gelenkig miteinander verbunden. Der Unterschenkeladapter weist ein Ansatzstück 7 zum Verbinden mit einem Unterschenkelprothesenteil 8 auf. Im Bereich des Fersenendes 9 des Hauptfußteiles 2 ist mit diesem ein Federdämpfer 10 gelenkig verbunden, der andererseits, bezogen auf die Ausrichtung des Fußes (Zehen - vorne, Ferse - hinten) hinter der Achse 6 gelenkig im Unterschenkeladapter 5 gelagert ist.

Die Schubstange 11 ist im Bereich ihres vorderen Endes gelenkig mit dem Zehenfußteil 3 verbunden. Die die beiden Teile verbindende Achse 12 ist parallel und vor der das Zehenfußteil 3 mit dem Hauptfußteil 2 verbindenden Achse 4 angeordnet, womit sich dieser Gelenkpunkt in einem Abstand vor dem Zehengelenk befindet. Am anderen Ende der Schubstange 11 befindet sich ein Langloch 13. In dieses greift ein Kugel- oder Nadellager 14 ein, das in einer parallel zur Achse 12 verlaufenden Achse 15 gelagert ist, die fest mit dem Hauptfußteil 2 verbunden ist. Der Durchmesser des Lagers 14 - das zur Unterscheidung vom anderen Lager 18 auch als Widerlager bezeichnet ist - ist geringfügig geringer bemessen als die Erstreckung des Langlochs 13 in seiner Querrichtung, so daß die Schubstange 11 durch das Lager 14 geführt wird. Die Symmetrieachse 16 des Langlochs 13 und die im Bereich der Oberseite der Schubstange 11 gebildete Lagerfläche 17 schließen einen Winkel  $W$  ein, der im Ausführungsbeispiel etwa  $20^\circ$  beträgt. Je nach Ausführungsbeispiel kann dieser Winkel variieren, er kann durchaus auch  $0^\circ$  sein, mit einer parallelen Anordnung von Symmetrieachse 16 und Lagerfläche 17, oder auch indifferent sein, wenn die Lagerfläche kurvig gestaltet ist.

Im vorderen unteren Bereich des Unterschenkeladapters, somit vor dessen Achse 6, ist ebenfalls ein Kugel- oder Nadellager 18 montiert, das in einer Achse 19 gelagert ist, die parallel zur Achse 6 angeordnet und fest mit dem Unterschenkeladapter 5 verbunden ist. Das Lager 18 - das zur Unterscheidung vom anderen Lager 14 auch als Gegenlager bezeichnet ist - ruht mit seinem Außenring auf der Lagerfläche 17 der Schubstange 11. Hierbei wird der Unterschenkeladapter durch die Kraft der Feder des Federdämpfers 10 so beaufschlagt, daß ein Drehmoment in Richtung des Zehengelenkes erzeugt wird. Infolgedessen hat das zum Unterschenkeladapter 5 gehörige Lager 18 bei unbelasteter Ferse (nach der vorderen Stützphase) ständigen Kontakt mit der Lagerfläche 17 der Schubstange 11.

Wie insbesondere der Darstellung der Fig. 1 und 2 (bzw. 4 und 5) zu entnehmen ist, schwenken während der Abrollbe-

wegung des Prothesenfußes 1 aufgrund der unterschiedlichen Drehpunktpositionen das Hauptfußteil 1 und der Unterschenkeladapter 5 derart zueinander, daß die beiden Kugellager 14 und 18 durch die Schubbewegung der Schubstange 11 zwangsläufig weiter beabstandet werden. Die Erhöhung des Abstandes zwischen den Kugellagern 14 und 18 ist einerseits durch das Abrollen des zum Unterschenkeladapter 5 gehörigen Kugellagers 18 auf der Lagerfläche 17 der Schubstange 11 und andererseits, gleichzeitig, durch eine Drehbewegung des Unterschenkeladapters im Sprunggelenk möglich. Diese Drehbewegung entspricht einer Plantarflexion und richtet somit den Unterschenkel bzw. das Unterschenkelprothesenteil 8 auf. Mithin werden das Kniegelenk 21 und das Hüftgelenk angehoben bzw. verbleiben annähernd auf ihrem vorherigen Niveau. Fig. 1 veranschaulicht die Standphase, somit die Normalstellung des erfindungsgemäßen Prothesenfußes, Fig. 2 bei dem erfindungsgemäßen Prothesenfuß die hintere Stützphase (Vorschwungphase) mit der Plantarflexion zur Beibehaltung des Kniegelenknieveaus. Während in der Standphase die Mittellängsachse 22 des Unterschenkelprothesenteils 8 einen rechten Winkel mit der Aufstandsfläche 23 des Hauptfußteiles 2 bildet, ist bei einer Winkelveränderung im Ballengelenk 4 um  $50^\circ$  dieser rechte Winkel reduziert (ca.  $75^\circ$ ), so daß das Kniegelenk annähernd auf dem Ausgangsniveau von 550 mm, bezogen auf die Unterseite des Fußes verbleibt (Reduzierung um 7 mm).

Demgegenüber verdeutlicht die Fig. 3 die Verhältnisse bei einem Prothesenfuß gemäß dem Stand der Technik. Bei diesem bilden (im Sinne der Terminologie der vorliegenden Erfindung) das Hauptfußteil 3 und der Unterschenkeladapter 5 eine starre Baueinheit 24 und es ist mit dieser das Zehenfußteil 3 gelenkig verbunden. Eine entsprechende Winkelveränderung im Ballengelenk um  $50^\circ$  führt bei dieser Gestaltung zu einer deutlichen Absenkung der Position des Kniegelenks 21 gegenüber der Ausgangshöhe von 550 mm um ca. 88 mm.

Bei dem erfindungsgemäßen Prothesenfuß kann durch entsprechende Gestaltung der Lagerfläche 17 der Schubstange 11 und/oder des Langloches 13 (Führung Kugellager) und/oder des Winkels  $W$  sowie der Positionierung der Kugellager 14, 18 im Verhältnis zum Sprunggelenk Einfluß genommen werden auf

- maximale Plantarflexion
- Verlauf der Plantarflexion
- Winkelgeschwindigkeiten in den verschiedenen Phasen der Plantarflexion
- Höhe des Drehmoments im Sprunggelenk.

In den Fig. 7 und 8 ist eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Prothesenfußes 1 gezeigt, die nur geringfügig gegenüber derjenigen abgewandelt ist, die beispielsweise in den Fig. 4 und 5 veranschaulicht ist. Bei der abgewandelten Ausführungsform ist die Schubstange 11 hinter und oberhalb der Achse 4 am Zehenfußteil 3 angelenkt und es läuft beim Überführen des Unterschenkeladapters 5 von der Standphase in die hintere Stützphase das Lager 18 in Richtung des dem Zehenfußteil 3 abgewandten Endes der Schubstange 11 auf deren Lagerfläche 17 ab. Bei der Ausführungsform nach den Fig. 4 und 5 ergeben sich demgegenüber günstigere Kraftverhältnisse, da das Lager 18 beim Übergang von der Standphase in die hintere Stützphase in Richtung des zehenseitigen Endes der Schubstange 11 auf deren Lagerfläche 17 abläuft. Bei der Ausführungsform nach den Fig. 7 und 8 wird daher infolge des Momentes im Knöchel eine höhere Kraft auf die Schubstange 11 übertragen. Während diese ein Drehmoment um die Lagerachse der

Schubstange erzeugt, wird ein hohes Streckmoment im Zehengelenk erzeugt, was der Zielsetzung der Streckung des Knöchelgelenks/der Plantarflexion entgegenwirkt.

Die Fig. 9 und 10 veranschaulichen zum dritten Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Prothesenfußes, daß statt des auf der Lagerfläche 17 der Schubstange 11 ablaufenden Lagers 18 eine Hebelverbindung vorgesehen sein kann. Gezeigt ist ein Zwischenhebel 25, der einerseits gelenkig im Gegenlager 26 mit dem Fußzehfernen linde der Schubstange 11, andererseits gelenkig mit dem Unterschenkeladapter 5 in einem Bereich vor und oberhalb dessen Achse 6 positioniert ist. Die Lagerachsen 26 und 27 des Zwischenhebels 25 verlaufen parallel zur Lagerachse 6. Auch bei diesem Ausführungsbeispiel bewirkt ein Schwenken des Zehenfußteils 3 eine Verschiebung und Schwenkung der Schubstange 11. Diese Bewegung der Schubstange wird auf den Zwischenhebel 25 übertragen, der im Sinne des zuvor beschriebenen, den Unterschenkeladapter 5 relativ zum Hauptfußteil 2 verstellt.

Es versteht sich, daß beim dreidimensionalen (funktionsfähigen) Prothesenfuß Konstruktionselemente dreidimensional entsprechend gestaltet sind, zum Beispiel das Langloch als Kanal ausgebildet ist und statt eines Wälzlagers mehrere vorgehen sind.

#### Patentansprüche

1. Prothesenfuß (1) mit einem Hauptfußteil (2), einem gelenkig mit diesem verbundenen Zehenfußteil (3) und einem mit dem Hauptfußteil (2) verbundenen Unterschenkeladapter (5), **dadurch gekennzeichnet**, daß der Unterschenkeladapter (5) gelenkig mit dem Hauptfußteil (2) verbunden ist, sowie eine Schubstange (11) gelenkig mit dem Zehenfußteil (3) verbunden und relativ verschieblich zum Hauptfußteil (2) in diesem gelagert ist, wobei die Schubstange (11) über eine Lagerfläche (17) oder einen Zwischenhebel (25) auf ein Gegenlager (18, 26) des Unterschenkeladapters (5) einwirkt.
2. Prothesenfuß nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schubstange (11) im Abstand zur Schwenkachse (4) von Zehenfußteil (3) und Hauptfußteil (2) gelenkig mit dem Zehenfußteil (3) verbunden ist.
3. Prothesenfuß nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerfläche (17) der Schubstange (11) ein Gegenlager (18) am Unterschenkeladapter kontaktiert, das im Abstand zur Schwenkachse (6) von Unterschenkeladapter (5) und Hauptfußteil (2) angeordnet ist.
4. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Schubstange (11) ein Langloch (13) aufweist, das ein im Hauptfußteil (2) gelagertes Widerlager (14) durchsetzt.
5. Prothesenfuß nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß, bezogen auf die Erstreckung des Langlochs (13) in Querrichtung, die Abmessung des Widerlagers (14) geringfügig geringer ist als die Abmessung des Langlochs (13) in dessen Querrichtung.
6. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Widerlager (14) als Kugel- oder Nadellager oder als Gleitelement ausgebildet ist.
7. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das mit der Lagerfläche (17) der Schubstange (11) zusammenwirkende Gegenlager (18) als Kugel- oder Nadellager oder als Gleitelement ausgebildet ist.
8. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da-

durch gekennzeichnet, daß das Widerlager (14) und das Gegenlager (18) in einer Ebene kraftübertragend wirksam sind.

9. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerfläche (17) der Schubstange (11) für das Gegenlager (18) des Unterschenkeladapters (5) einen Winkel  $W$  mit der Laufbahn der Schubstange (11) für das Widerlager (14) des Hauptfußteils (2) einschließt.

10. Prothesenfuß nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Winkel  $W$  10 bis 30° beträgt.

11. Prothesenfuß nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die dem Hauptfußteil (2) abgewandte Seite der Schubstange (11) die als Ablaufbahn für das Gegenlager (18) des Unterschenkeladapters (5) ausgebildete Lagerfläche (17) aufweist, sowie in die Hauptfläche der Schubstange (11) das Langloch (13) integriert ist.

12. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß mit dem dem Zehenfußteil (3) abgewandten Ende der Schubstange (11) der Zwischenhebel (25) verbunden ist, wobei das Gegenlager (26) des Unterschenkeladapters (5) als Achse ausgebildet ist, die den Zwischenhebel (25) schwenkbar aufnimmt.

13. Prothesenfuß nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Achse (26) des Unterschenkeladapters (5) vor und oberhalb der Achse (6) zum Verbinden von Unterschenkeladapter (5) und Hauptfußteil (2) angeordnet ist.

14. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Hauptfußteil (2) und dem Unterschenkeladapter (5) ein Federelement (10) wirksam ist, derart, daß der Unterschenkeladapter (5) über die Schubstange (11) eine Rückstellkraft in das Zehenfußteil (3) einleitet.

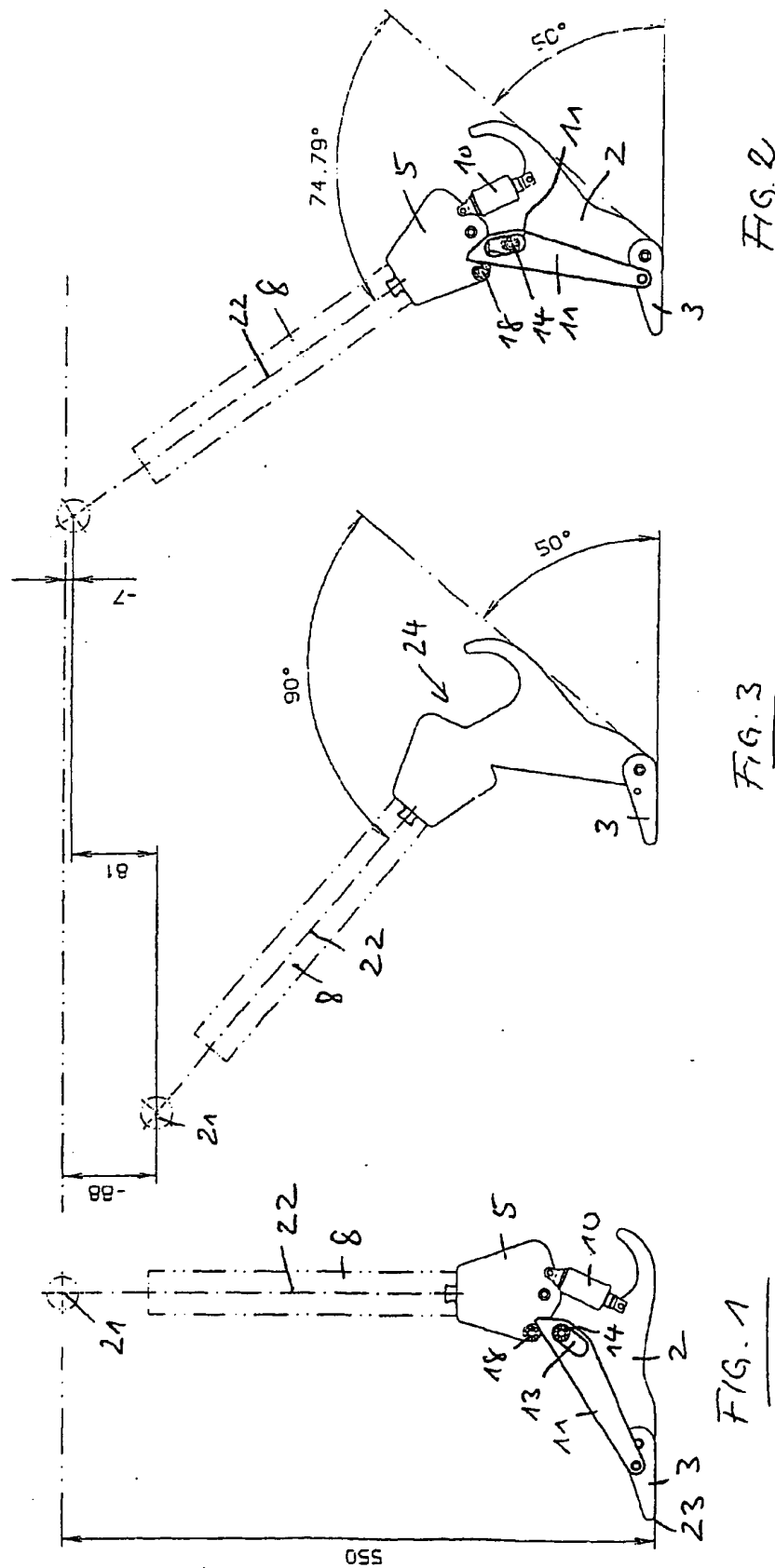
15. Prothesenfuß nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem Hauptfußteil (2) und dem Unterschenkeladapter (5) ein Dämpfungselement (10) wirksam ist.

---

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -



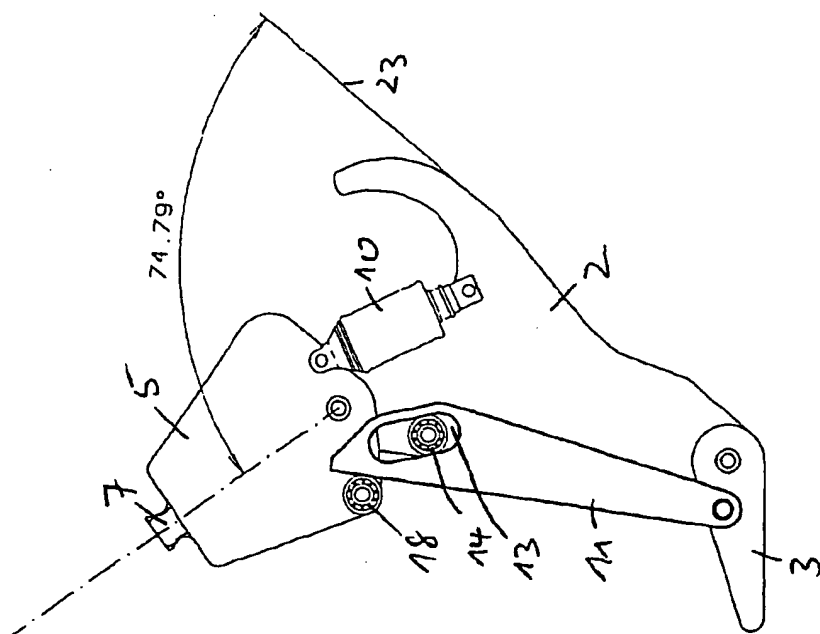


FIG. 5

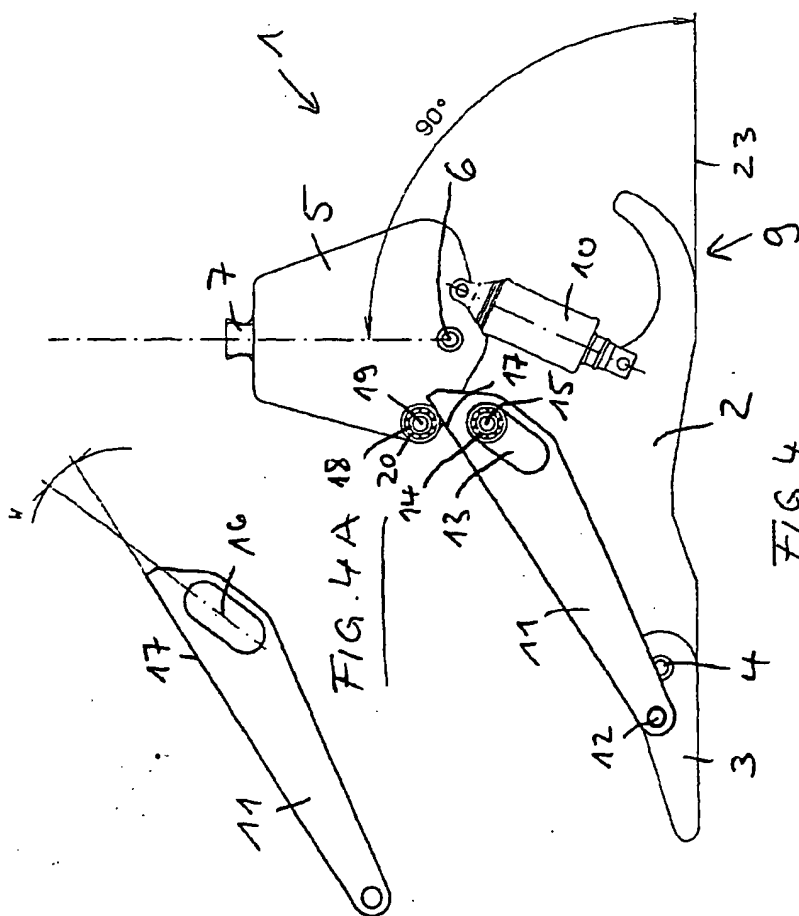


FIG. 4A

FIG. 4

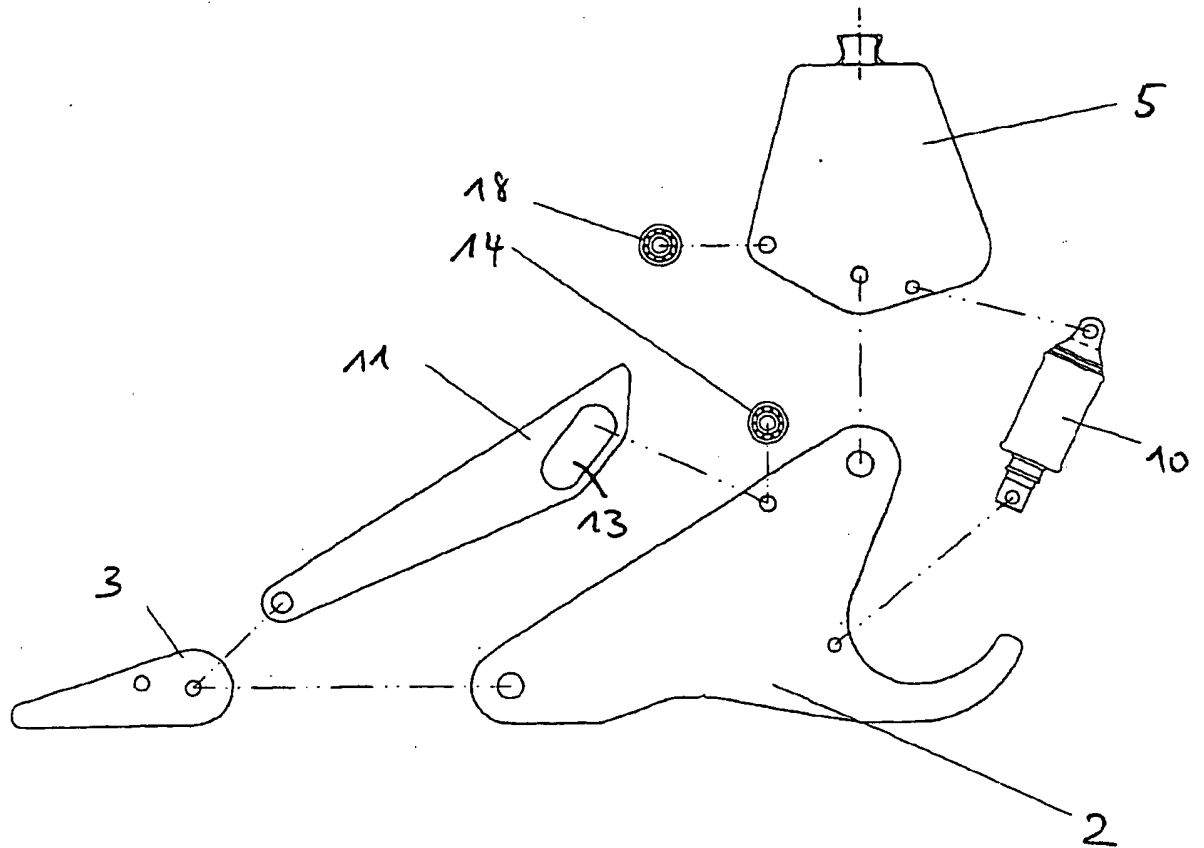


FIG. 6



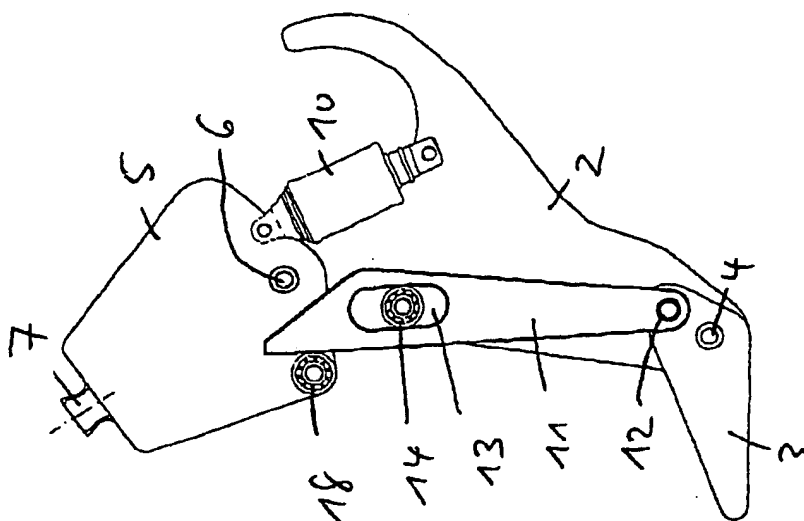


FIG. 8

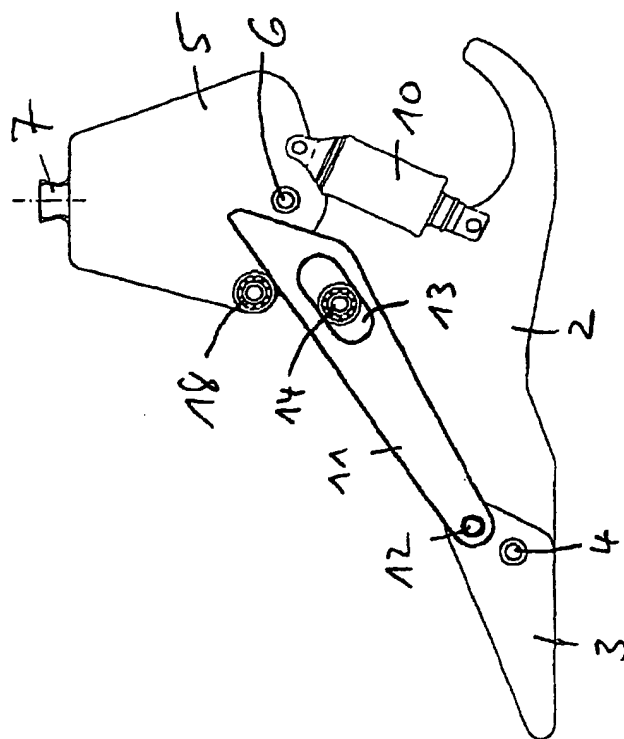


FIG. 7

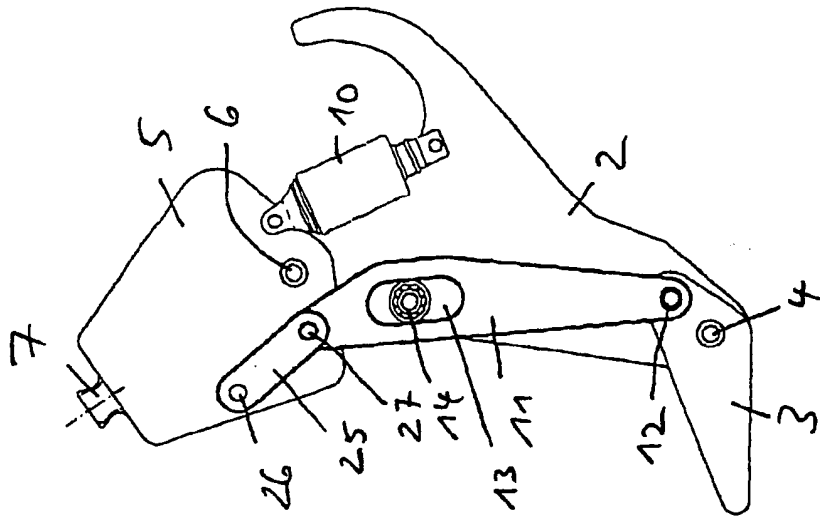


FIG. 10

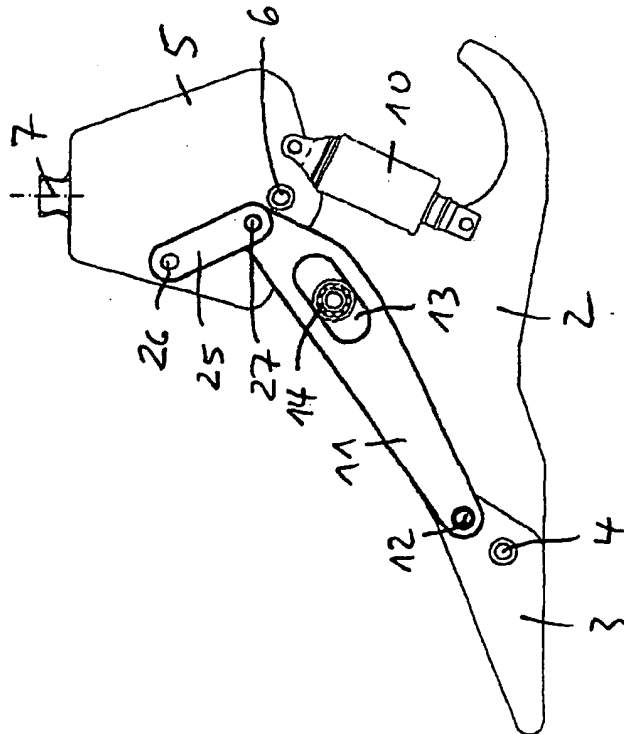


FIG. 9

①9



Bureau voor de  
Industriële Eigendom  
Nederland

①1 1003979

①2 C OCTROOI<sup>20</sup>

②1 Aanvraag om octrooi: 1003979

⑤1 Int.Cl.<sup>8</sup>  
A61F2/56

②2 Ingediend: 06.09.96

④1 Ingeschreven:  
09.03.98

④7 Dagtekening:  
09.03.98

④5 Uitgegeven:  
06.05.98 I.E. 98/05

⑦3 Octrooihouder(s):  
Arie van Wieringen Video Film Productions te  
Eemnes.

⑦2 Uitvinder(s):  
Arie Hendrik Nicolaas van Wieringen te Eemnes

⑦4 Gemachtigde:  
Ir. L.C. de Bruijn c.s. te 2517 KZ Den Haag.

⑤4 Mechanische ledematen.

⑤7 Mechanische hand, bestaande uit een basis waaraan scharnierend bevestigd zijn een duim en vier vingers. Zowel de vingers als de duim bestaan uit ten minste twee en bij voorkeur drie scharnierend ten opzichte van elkaar aangebrachte delen. Deze zijn met behulp van stuurmiddelen te bedienen. Bovendien is het meest nabij de basisplaat liggende deel van de duim in twee richtingen ten opzichte daarvan scharnierend uitgevoerd.

NL C 1003979

De inhoud van dit octrooi komt overeen met de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekeningen.

### Mechanische ledematen.

De onderhavige uitvinding heeft betrekking op een mechanische hand  
omvattende een duim en vier vingers bevestigd aan een basis, waarbij  
5 de duim en de vier vingers ten opzichte van die basis scharnierend  
zijn aangebracht en voorzien van stuurmiddelen om die beweging uit te  
voeren. Een dergelijke mechanische hand is in de stand der techniek  
algemeen bekend en wordt gebruikt bij toepassing in robots en als  
hulpmiddel voor gehandicapten. Bij toepassing voor robots moet onder-  
10 scheiden worden tussen situaties waarin dergelijke robots zuiver me-  
chanische arbeid verrichten, d.w.z. voorwerpen van een positie naar  
een volgende positie brengen, en situaties waarin de vorm of beweging  
van de menselijke hand, met name uitdrukkingen, gesimuleerd wordt.

Mechanische handen zijn bekend met een groot aantal vrijheidsgra-  
15 den. Uitvoeringen tot drieëntwintig vrijheidsgraden zijn bekend en  
begrepen zal worden voor het uitvoeren van deze drieëntwintig onafhan-  
kelijke sturbewegingen bijzonder complexe mechanismen nodig zijn.  
Bovendien zal begrepen worden dat er voortdurend naar gestreefd wordt  
dit aantal vrijheidsgraden te beperken zonder dat de functie van de  
20 hand daardoor evenzeer beperkt wordt.

Het is het doel van de uitvinding in een dergelijke vermindering  
van vrijheidsgraden van beweging van zowel het basisdeel als de vin-  
gers resp. duim te voorzien, waarbij de constructie zodanig vereenvou-  
digd kan worden dat deze goed in te bouwen is in het onderarmdeel van  
25 een prothese of in een kleine ruimte indien de arm als robot gebruikt  
wordt.

Dit doel wordt bij een hierboven beschreven mechanische hand ver-  
wezenlijkt doordat de duim ten minste een eerste met de basis verbon-  
den deel omvat en een tweede met het eerste deel verbonden deel, waar-  
30 bij het eerste en tweede deel scharnierend en gestuurd in de zin van  
grijpen met elkaar bevestigd zijn en waarbij het eerste deel scharnie-  
rend aan de basis bevestigd is waarbij dat scharnier en bijbehorende  
sturing zodanig zijn uitgevoerd dat een scharnierbeweging in ten min-  
ste twee richtingen mogelijk is. Gebleken is dat voor het simuleren  
35 van de beweging van een menselijke hand niet zozeer de grijpfunctie  
van belang is, alswel de mogelijkheid tot het maken van gebaren met de  
hand. Daarin is met name de duim van belang. Met behulp van de hierbo-  
ven genoemde constructie is het mogelijk met behulp van drie afzonder-

1003979

lijk bestuurbare vrijheidsgraden een zeer natuurgetrouwe beweging van de mechanische duim te verkrijgen.

Bij voorkeur is de duim voorzien van drie onderling scharnierend verbonden delen. Hetzelfde geldt voor de vingers die kunnen bestaan uit twee onderling scharnierend verbonden delen en bij voorkeur uit drie scharnierend verbonden delen opgebouwd zijn.

Het scharnier tussen de verschillende delen van de vingers bestaat bij voorkeur uit een veer en meer in het bijzonder uit een schroefveer. Daardoor ontstaat een flexibiliteit die vergelijkbaar is met die van de menselijke hand. Dit betekent dat indien de vingerdelen ergens tegenaan stoten geen beschadiging optreedt en bovendien niemand verwond kan raken indien een dergelijke mechanische hand een onverwachte beweging maakt. Door de veer als doorgaande veer uit te voeren en de vingerdelen daarover verschuifbaar aan te brengen, kan een nauwkeurige aanpassing en simulatie van de menselijke hand verkregen worden. Door het passend aanbrengen van het aangrijppunt van de stuurmiddelen op de verschillende delen van de vingers kan een niet in één vlak liggende scharnierbeweging verkregen worden. Volgens een verdere van voordeel zijnde uitvoering is de basis via een in twee richtingen werkend scharnier verbonden met een onderarmdeel en omvatten de stuurmiddelen kabels die nabij het scharnier in een gemeenschappelijk punt bijeen komen, door het hart van het scharnier geleid worden en in het onderarmdeel met bedieningsmiddelen verbonden zijn. Het scharnier simuleert de pols welke in twee richtingen kan bewegen: buigen/strekken en zijwaarts op/neer. Deze bewegingen en de uitslagen ervan zijn gelijk aan die van de menselijke pols. Bediening van dit scharnier kan evenals de stuurmiddelen voor de vingers resp. duim via kabels plaatsvinden die met pezen van het menselijk lichaam overeenkomen. Deze kabels kunnen verbonden zijn met luchtgestuurde bedieningsmiddelen die alle op dezelfde wijze uitgevoerd kunnen worden. Bovendien kunnen deze op compacte wijze naast elkaar liggend gebundeld worden in het onderarmdeel.

Hoewel bij voorkeur met lucht gewerkt wordt voor de aansturing van de bedieningsmiddelen zal begrepen dat daarvoor elke andere inrichting bekend in de stand der techniek toegepast kan worden zoals elektrische spoelen enz. Bediening met lucht omvat bij voorkeur het werken met onderdruk, d.w.z. de constructie is vacuümgestuurd. Bij voorkeur bestaan de bedieningsmiddelen uit balgen die korter en langer worden en aangebracht zijn in een omhulling die als geleiding functioneert.

1 003979

Bij voorkeur zijn bovendien middelen aanwezig voor het spreiden van ten minste drie vingers. Dit zijn de pink, ringvinger en wijsvinger.

Op deze wijze wordt een mechanische hand verkregen die inclusief polsgewricht tien vrijheidsgraden omvat. Door de hierboven beschreven kabels te bedienen, wordt bediening van de verschillende delen veroorzaakt tegen de werking van veerdruk in. De hier besproken constructie kan geheel onttrokken aan het zicht toegepast worden en kan een treffende gelijkenis met de menselijke hand hebben. Het is vanzelfsprekend dat allerlei sensoren aanwezig kunnen zijn om na te gaan of gewenste sturbewegingen uitgevoerd zijn of worden. Deze kunnen met elektronische verwerkingseenheden verbonden zijn die op hun beurt de bedieningsmiddelen resp. stuurmiddelen beheersen.

De uitvinding heeft eveneens betrekking op een mechanische voet. In tegenstelling tot constructies bekend in de stand der techniek waarbij de scharnierbeweging tussen voet en onderbeendeel verwezenlijkt wordt door een bedieningsmiddel dat daartussen geschakeld is, vindt volgens de uitvinding een dergelijke sturing plaats door verbinding van het bedieningsmiddel tussen het bovenbeen en de voet.

De uitvinding zal hieronder nader aan de hand van in de tekening afgebeelde uitvoeringsvoorbeelden verduidelijkt worden. Daarbij tonen:

Fig. 1 in perspectivisch aanzicht de mechanische hand volgens een voorkeursuitvoeringsvorm van de uitvinding;

Fig. 2a en b een detail van het spreidmechanisme van de vingers getoond in fig. 1 in resp. niet gespreide en gespreide positie;

Fig. 3 een detail van het scharniermechanisme van de vingers van de mechanische hand volgens fig. 1;

Fig. 4 een detail van de bedieningsmiddelen van de constructie volgens fig. 1;

Fig. 5 schematisch de verschillende scharniermogelijkheden van de mechanische hand volgens fig. 1;

Fig. 6 schematisch in zij aanzicht een mechanische voet volgens de uitvinding; en

Fig. 7 bedieningsmiddelen voor een dergelijke mechanische voet.

De mechanische hand volgens de uitvinding is in fig. 1 in het geheel met 1 aangegeven. Deze bestaat uit een verhoudingsgewijs stijve basis 2 waaraan op scharnierende wijze een duim 3 en vingers 4 bevestigd zijn. Zowel duim 3 als vingers 4 bestaan uit een eerste, tweede

1003979

en derde deel. Voor de duim zijn deze delen aangegeven met de verwij-  
 zingscijfers 6, 7 en 8 terwijl voor de vingers het eerste deel met 9,  
 het tweede deel met 10 en het derde deel met 11 aangegeven is. Deze  
 zijn ten opzichte van elkaar scharnierend bevestigd en sturing daarvan  
 5 vindt plaats met behulp van kabels 5. Bij de duim is sprake van een  
 pengatscharnier dat aangegeven is met 12 terwijl bij de vingers veren  
 16 toegepast worden. De scharnierende verbinding tussen duim en basis-  
 plaat bestaat uit twee onder een hoek ten opzichte van elkaar staande  
 scharnieren 17 en 18. Ook deze worden bediend door kabels 5 en een  
 10 uitgangspositie wordt verschaft met behulp van aanslagen (niet ge-  
 toond) en veer 13. De positie van de delen 6, 7 en 8 onderling wordt  
 bepaald door veren 14, 15 die aanwezig zijn in die delen. Doordat  
 zowel in de duim als in de vingers de veer excentrisch ten opzichte  
 van de kabels 5 geplaatst is, zal bij het uitoefenen van trekkracht op  
 15 de kabels kromtrekken plaatsvinden.

Een en ander is voor de vingers verduidelijkt in fig. 3. Daarbij  
 is de veer 16 als in de delen 9 en 10 gestoken onderdeel getoond.  
 Begrepen dient te worden dat de veer 16 ook één lang doorgaand deel  
 kan zijn waarover de delen 9 en 10 verschuifbaar aangebracht zijn om  
 20 zo in verstelling van die delen te voorzien. Door de aanwezigheid van  
 geleidingsbeugels 24 wordt door het opbrengen van een trekkracht op  
 kabel 5 de gekromde beweging verkregen die in fig. 3 getoond is.

Scharnieren van de duim vindt op overeenkomstige wijze plaats, zij  
 het dat de scharnieren niet meegeven zodat grotere kracht met de duim  
 25 uitgeoefend kan worden.

In fig. 1 is eveneens aangegeven wat het effect van een dergelijke  
 scharnierbeweging kan zijn voor de wijsvinger.

Door de beugels 24 enigszins onder een hoek ten opzichte van het  
 tekeningvlak in fig. 1 aan te brengen, kunnen de vingers bij het bui-  
 30 gen een enigszins gekromde beweging uitoefenen.

Behalve deze beweging is het ook mogelijk dat de mechanische pink,  
 wijsvinger en ringvinger een spreidbeweging uitvoeren. Details van het  
 daartoe benodigde mechanisme dat in de constructie volgens fig. 1  
 opgenomen is, blijken uit fig. 2a en b. Een kabel 5 is verbonden met  
 35 een schuifstuk 31 dat tegen de beweging van een veer 30 neerwaarts  
 beweegbaar is. Aan schuifstuk 31 zijn via scharnieren 33 koppelstukken  
 32 bevestigd die op hun beurt via scharnieren 33 met de hierboven  
 genoemde vingers verbonden zijn. Deze vingers zijn zelf via scharnie-

1003979

ren 34 verbonden met de basisplaat 2.

Indien schuifstuk 31 naar beneden bewogen wordt door werking van kabel 5 zullen koppelstukken 32 eveneens naar beneden bewegen waardoor de betreffende vingers gespreid worden bij het bewegen om scharnier 5 34.

Basisplaat 2 is via blok 22 dat voorziet in scharnier 19 en 20 verbonden met onderarmdeel 21. Kabels 5 komen bij het hart van blok 22 samen en gaan door opening 23 en zijn in onderarmdeel 21 verbonden met bedieningsmiddelen 25. Deze bestaan uit een aantal binnen huls 29  
10 opgenomen balgen 26 die zoals blijkt uit fig. 4 verbonden zijn met een aansluiting 27 waarop vacuüm aangelegd wordt. Om elk van de balgen 26 zijn stationaire geleidingsschotten aanwezig. Door onderdruk op aansluiting 27 aan te brengen, zal kabel 25 naar binnen getrokken worden en zo de bediening van het betreffende scharnier plaatsvinden.

15 In fig. 5 zijn schematisch de verschillende hierboven besproken scharnieren weergegeven. Aan de scharnierassen zijn dezelfde verwijzingscijfers gegeven als aan de hierboven beschreven scharnieren. Het blijkt dat met de hier getoonde constructie tien vrijheidsgraden mogelijk zijn en met een dergelijk aantal vrijheidsgraden kunnen alle  
20 gebruikelijke grijpbewegingen uitgevoerd worden terwijl de meest gangbare karakteristieke gebaren die door de menselijke hand verwezenlijkt worden met een dergelijke inrichting realiseerbaar zijn.

De uitvinding heeft eveneens en onafhankelijk van het bovenstaande betrekking op een mechanische voet. Deze wordt aan de hand van fig. 6  
25 en 7 besproken en bestaat uit de eigenlijke voet 35 die met behulp van een scharnier 36 verbonden is met een mechanisch onderbeen 38 welke op zijn beurt via een scharnier 37 verbonden is met een bovenbeen 40. In het algemeen zal dit bovenbeen het menselijke bovenbeen zijn, maar kan zoals eerder aangegeven ook het bovenbeen van een de mens simulerende  
30 robot zijn. Beweging van voet 35 wordt veroorzaakt door bedieningsmiddelen 39 waarvan details uit fig. 7 blijken. In deze figuur is aangegeven dat deze bedieningsmiddelen bestaan uit een slang 41 opgebouwd uit spiraalvormig gewikkelde draden die bij het verhogen van de luchtdruk uitzetten van de slang in gestuurde mate toestaan waardoor de  
35 lengte daarvan kleiner wordt. Toevoer van perslucht vindt plaats via aansluiting 42.

Begrepen zal worden dat bedieningsmiddelen 39 ook op andere in de stand der techniek bekende wijze uitgevoerd kunnen zijn. Het hierboven

1 003979



beschreven systeem verschilt van constructies volgens de stand der techniek waarbij bedieningsmiddelen aanwezig zijn tussen onderbeen 38 en voet 35. Met de hierboven getoonde constructie is een nauwkeuriger krachtenverdeling mogelijk en een voet kan op doelmatige wijze ver-  
5 plaatst worden, waarbij de bewegingen soepeler zijn en nauwkeuriger. Het menselijk loopgedrag wordt met een dergelijke constructie beter benaderd.

Hoewel de uitvinding hierboven aan de hand van voorkeursuitvoeringen beschreven is, zal begrepen worden dat daaraan talrijke wijzigin-  
10 gen aangebracht kunnen worden zonder buiten het bereik van de onderhavige aanvraag te geraken zoals waarvoor in de bijgaande conclusies rechten gevraagd worden.

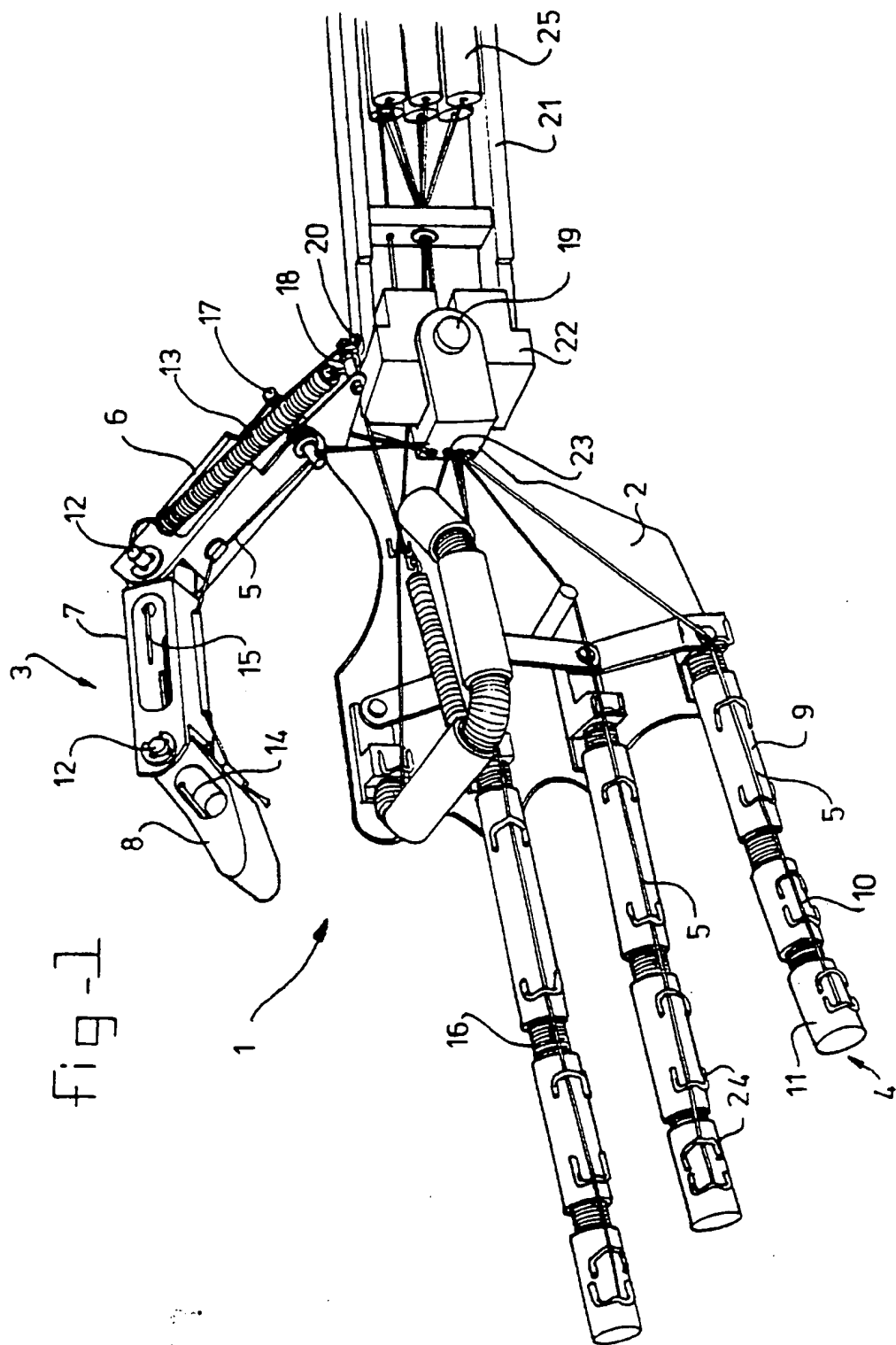
1003979

### Conclusies

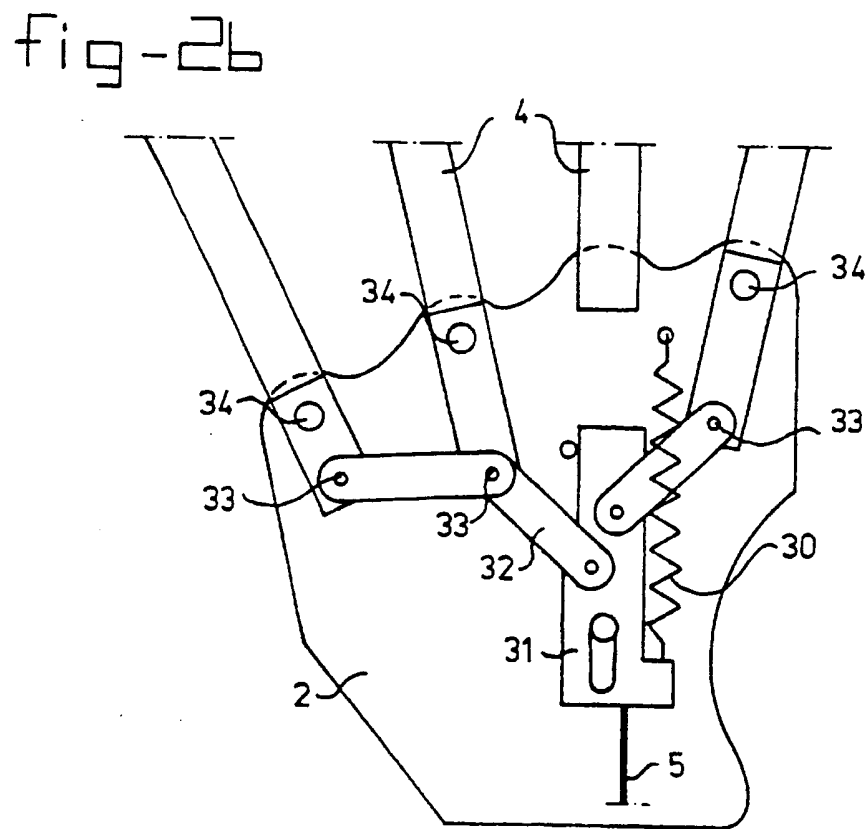
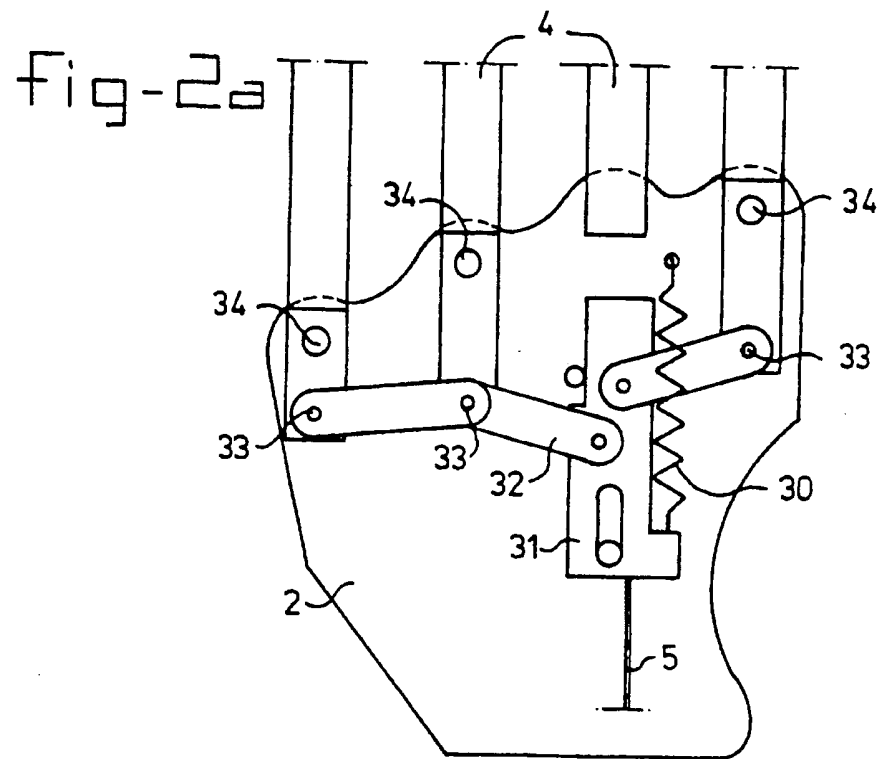
1. Mechanische hand (1) omvattende een duim (3) en vier vingers (4) bevestigd aan een basis (2), waarbij de duim (3) en de vier vingers (4) ten opzichte van die basis scharnierend zijn aangebracht en  
5 voorzien van stuurmiddelen (5) om die beweging uit te voeren, met het kenmerk, dat de duim ten minste een eerste met de basis verbonden deel (6) omvat en een tweede met het eerste deel verbonden deel (7), waarbij het eerste en tweede deel scharnierend en gestuurd in de zin van grijpen met elkaar bevestigd zijn en waarbij het eerste deel (6)  
10 scharnierend aan de basis bevestigd is waarbij dat scharnier en bijbehorende sturing zodanig zijn uitgevoerd dat een scharnierbeweging in ten minste twee richtingen mogelijk is.
2. Mechanische hand volgens conclusie 1, waarbij de duim drie scharnierend verbonden delen (6-8) omvat.
- 15 3. Mechanische hand volgens een van de voorgaande conclusies, waarbij de vingers elk ten minste twee delen omvatten, een eerste met de basis verbonden deel (9) en een tweede met dat eerste deel verbonden deel (10).
4. Mechanische hand volgens een van de voorgaande conclusies,  
20 waarbij de scharnieren tussen de verschillende delen van de vingers resp. duim een veer (16) omvat waarbij de stuurmiddelen excentrisch ten opzichte van die veer zijn aangebracht.
5. Mechanische hand volgens een van de voorgaande conclusies, waarbij de basis met een in twee richtingen werkend scharnier (22)  
25 verbonden is met een onderarmdeel (21) en de stuurmiddelen omvatten kabels (5), die nabij dat scharnier in een bij benadering gemeenschappelijk punt bijeen komen, door het hart (23) van het scharnier geleid worden en in het onderarmdeel met bedieningsmiddelen verbonden zijn.
6. Mechanische hand volgens conclusie 5, waarbij de bedieningsmiddelen luchtgestuurd zijn.  
30
7. Mechanische hand volgens conclusie 5 of 6, waarbij die bedieningsmiddelen naast elkaar liggend gebundeld zijn.
8. Mechanische hand volgens een van de voorgaande conclusies, omvattende middelen voor het spreiden van ten minste drie vingers.

\*\*\*\*\*

1 003979



1003979



1003979

fig - 3

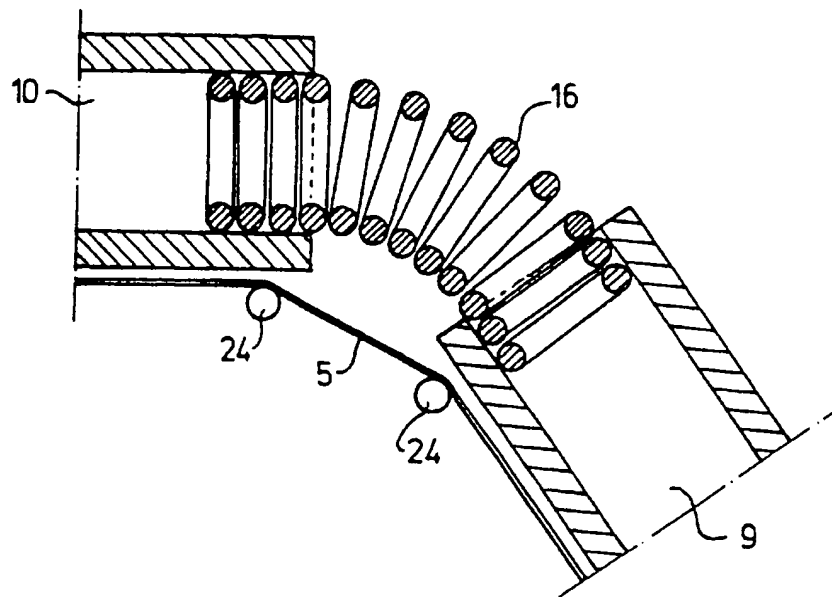
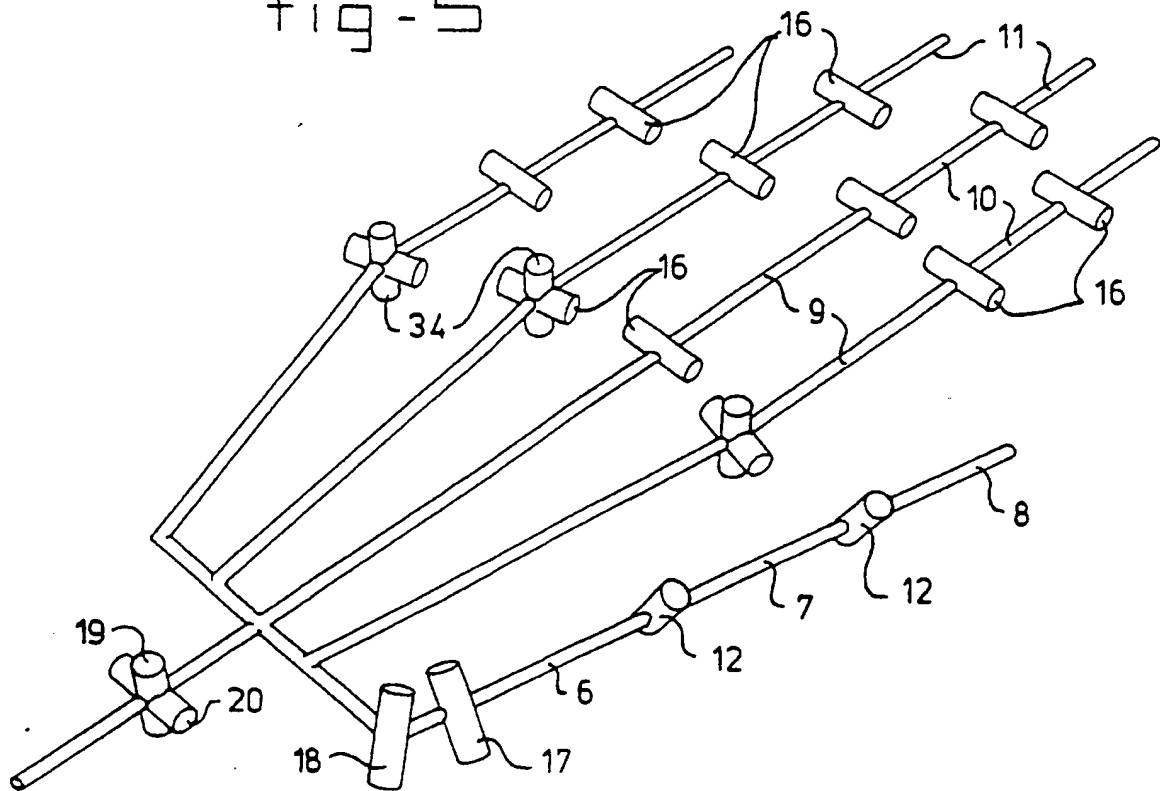


fig - 5



1003979

fig-4

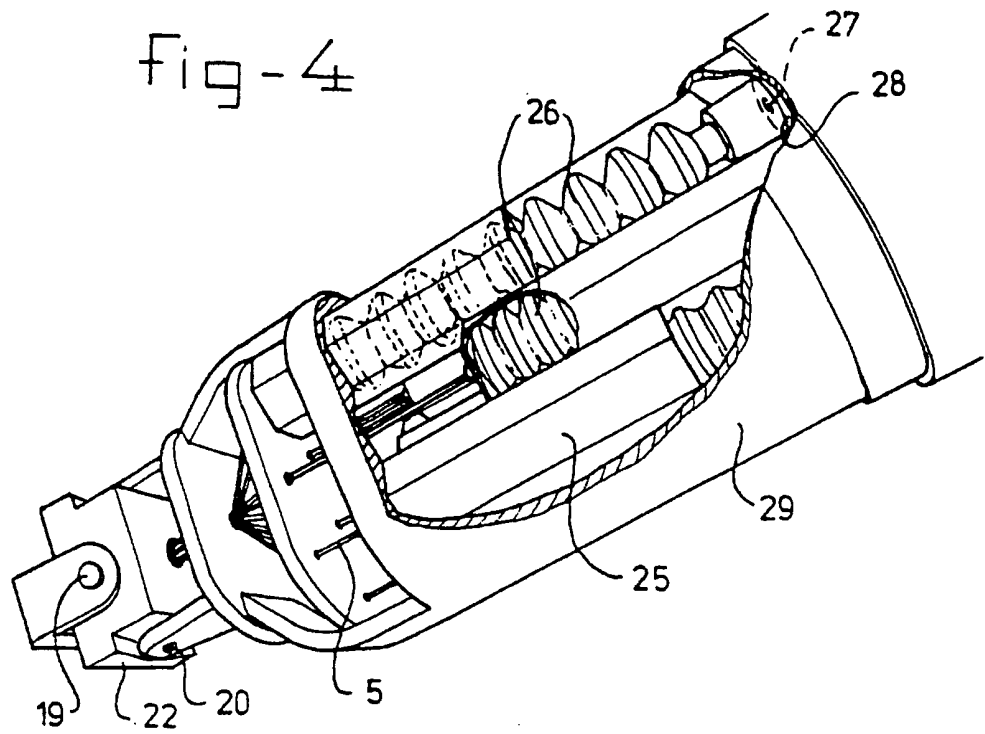


fig-6

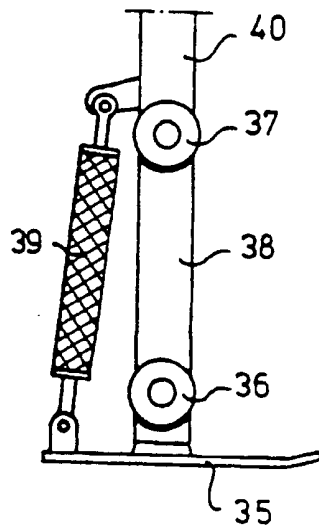
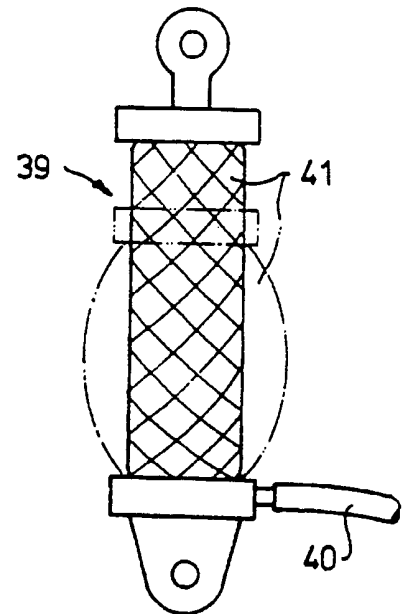


fig-7



1003979

**SAMENWERKINGSVERDRAG (PCT)**  
**RAPPORT BETREFFENDE**  
**NIEUWHEIDSONDERZOEK VAN INTERNATIONAAL TYPE**

IDENTIFIKATIE VAN DE NATIONALE AANVRAGE		Kenmerk van de aanvrager of van de gemachtigde N.O. 49775 TM	
Nederlandse aanvraag nr. 1003979		Indieningsdatum 6 september 1996	
		Ingeroepen voorrangsdatum	
Aanvrager (Naam) ARIE VAN WIERINGEN VIDEO FILM PRODUCTIONS			
Datum van het verzoek voor een onderzoek van internationaal type 9 mei 1997		Door de Instantie voor Internationaal Onderzoek (ISA) aan het verzoek voor een onderzoek van internationaal type toegekend nr. SN 28900 NL	
<b>I. CLASSIFICATIE VAN HET ONDERWERP</b> (bij toepassing van verschillende classificaties, alle classificatiesymbolen opgeven)			
Volgens de Internationale classificatie (IPC)  Int.Cl.6: A 61 F 2/54, A 61 F 2/66, A 61 F 2/74			
<b>II. ONDERZOChte GEBIEDEN VAN DE TECHNIEK</b>			
Onderzochte minimum documentatie			
Classificatiesysteem	Classificatiesymbolen		
Int.Cl.6:	A 61 F		
Onderzochte andere documentatie dan de minimum documentatie voor zover dergelijke documenten in de onderzochte gebieden zijn opgenomen			
III. <input type="checkbox"/> GEEN ONDERZOEK MOGELIJK VOOR BEPAALDE CONCLUSIES (opmerkingen op aanvullingsblad)			
IV. <input type="checkbox"/> GEBREK AAN EENHEID VAN UITVINDING (opmerkingen op aanvullingsblad)			

VERSLAG VAN HET NIEUWHEIDSONDERZOEK VAN  
INTERNATIONAAL TYPE

Nummer van het verzoek om een nieuwheidsonderzoek

NL 1003979

A. CLASSIFICATIE VAN HET ONDERWERP  
IPC 6 A61F2/54 A61F2/66 A61F2/74

Volgens de Internationale Classificatie van octrooien (IPC) of zowel volgens de nationale classificatie als volgens de IPC.

B. ONDERZOCHE GEBIEDEN VAN DE TECHNIEK

Onderzochte minimum documentatie (classificatie gevolgd door classificatiesymbolen)  
IPC 6 A61F

Onderzochte andere documentatie dan de minimum documentatie, voor dergelijke documenten, voor zover dergelijke documenten in de onderzochte gebieden zijn opgenomen

Tijdens het internationaal nieuwheidsonderzoek geraadpleegde elektronische gegevensbestanden (naam van de gegevensbestanden en, waar uitvoerbaar, gebruikte trefwoorden)

C. VAN BELANG GEACHTE DOCUMENTEN

Categorie *	Geciteerde documenten, eventueel met aanduiding van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie nr.
X	DE 746 023 C (SCHEELE) 31 Mei 1944 zie het gehele document ---	1-4,8
X A	US 3 694 021 A (MULLEN) 26 September 1972 zie het gehele document ---	1-3 6
X	DE 369 841 C (THIELE) 23 Februari 1923 zie het gehele document ---	1-4
A	US 2 659 896 A (BIASI) 24 November 1953 zie kolom 4, regel 18 - regel 48; figuur 1 ---	4-6
A	US 1 929 926 A (LAHERTY) 10 Oktober 1933 zie bladzijde 2, regel 6 - regel 21 ---	4
A	US 2 549 074 A (FISHBEIN ET AL.) 17 April 1951 zie kolom 5, regel 19 - regel 22 ---	5
-/-		

☒ Verdere documenten worden vermeld in het vervolg van vak C.

☒ Leden van dezelfde octroofamilie zijn vermeld in een bijlage

\* Speciale categorieën van aangehaalde documenten

- \*A\* document dat de algemene stand van de techniek weergeeft, maar niet beschouwd wordt als zijnde van bijzonder belang
- \*E\* eerder document, maar gepubliceerd op de datum van indiening of daarna
- \*L\* document dat het beroep op een recht van voorrang aan twijfel onderhevig maakt of dat aangehaald wordt om de publicatiedatum van een andere aanhaling vast te stellen of om een andere reden zoals aangegeven
- \*O\* document dat betrekking heeft op een mondelinge uiteenzetting, een gebruik, een tentoonstelling of een ander middel
- \*P\* document gepubliceerd voor de datum van indiening maar na de ingeroepen datum van voorrang

- \*T\* later document, gepubliceerd na de datum van indiening of datum van voorrang en niet in strijd met de aanvraag, maar aangehaald ter verduidelijking van het principe of de theorie die aan de uitvinding ten grondslag ligt
- \*X\* document van bijzonder belang, de uitvinding waarvoor uitsluitende rechten worden aangevraagd kan niet als nieuw worden beschouwd of kan niet worden beschouwd op inventiviteit te berusten
- \*Y\* document van bijzonder belang, de uitvinding waarvoor uitsluitende rechten worden aangevraagd kan niet worden beschouwd als inventief wanneer het document beschouwd wordt in combinatie met één of meerdere soortgelijke documenten, en deze combinatie voor een deskundige voor de hand ligt
- \*Z\* document dat deel uitmaakt van dezelfde octroofamilie

Datum waarop het nieuwheidsonderzoek van internationaal type werd voltooid

25 Juli 1997

Verzenddatum van het rapport van het nieuwheidsonderzoek van internationaal type

Naam en adres van de instantie

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+ 31-70) 340-3016

De bevoegde ambtenaar

Hagberg, A



VERSLAG VAN HET NIEUWHEIDSONDERZOEK VAN  
INTERNATIONAAL TYPE

Nummer van het verzoek om een nieuwheidsonderzoek

NL 1003979

C.(Vervolg). VAN BELANG GEACHTE DOCUMENTEN

Categorie *	Geciteerde documenten, eventueel met aanduiding van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie nr.
A	<p>W0 85 01437 A (MONESTIER) 11 April 1985 zie bladzijde 11, regel 6 - regel 19 -----</p>	5

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**